A. VINCIGUERRA*
M. ROBLES**

* Dep. de Mecánica y Aeronáutica,
Universidad «La Sapienza».

** Dep. Física Aplicada.
Grupo Bioinformática, E.U.I.
Universidad Politécnica de Valencia.

Variaciones temporales de los módulos de rigidez torsional de los discos en un modelo de raquis cervical

Temporal variations in torsion rigidity moduli in a cervical spine model

Resumen

Como consecuencia de diferentes investigaciones que han permitido el estudio de los efectos a los que están expuestos los segmentos vertebrales, durante las rotaciones de los mismos alrededor del eje céfalo-caudal, se describe un criterio que permite prever la evolución, en función de la edad, de los valores de los módulos de rigidez de torsión de los discos cervicales.

Palabras clave: Módulo de rigidez torsional. Raquis cervical.

Summary

Following research on the effects on vertebral segments of their rotation in the lower cervical spine axis, a method for predicting the behaviour of the cervical disc modulus of torsion rigidity age in relation to is described.

Key words: Modulus of torsion rigidity. Cervical spine.

Introducción

Es bien sabido que uno de los estudiosos más eminentes del disco intervertebral humano es A. NAYLOR. Él ha sido, en efecto, uno de los primeros investigadores que se ha ocupado tanto de lesiones de los discos cervicales¹, como de investigaciones relativas a las variaciones de las fibras colágenas que inducen cambios de elasticidad durante el envejecimiento discal². Asimismo, dicho autor observó que las fibrillas de colágeno del núcleo pulposo, haciéndose más espesas con la edad, determinan una flexibilidad menor del propio núcleo³.

Por lo que se refiere al anillo fibroso, que posee fibrillas estructuradas espacialmente, le queda asignada de forma prioritaria el control de los movimientos de torsión. Por lo tanto, ya que la degeneración del anillo que conlleva la edad aún no es bien conocida,

en el presente estudio se pone en evidencia, con un método de origen heurístico, la lenta y continua pérdida químico-física de las cualidades de rigidez a torsión del disco intervertebral.

Por este motivo, y en base a un estudio anterior⁴, en el que se examinan los efectos característicos a los que están expuestos los segmentos vertebrales durante las rotaciones de los mismos alrededor del eje céfalo-caudal, se describe un criterio que permita prever, en función de la edad, la evolución de los valores de los módulos individuales G de rigidez de torsión de los discos del raquis cervical. Una vez presentada y discutida la relación teórico-empírica apta para el establecimiento de dicha previsión, a partir de ella se pueden trazar los consiguientes diagramas. Estos últimos son capaces de indicar al cirujano ortopédico dentro de que los límites biomecánicos se encontrará obligado a operar, si la patología se extiende por los alrededores de zonas con total eficiencia funcional de los discos.

El esquema de la figura 1 ilustra cómo, en la región cervical de un modelo de columna vertebral, el mó-

Correspondencia:

A. VINCIGUERRA. Via Eudossiana, 18. 00184 Roma (Italia).

FIG. 1.—Valores de los módulos G_i de rigidez de los discos del raquis cervical en un modelo de columna vertebral.

dulo de rigidez G varía según la disposición de los discos a lo largo del eje céfalo-caudal⁵.

La representación puede dar lugar a una serie de observaciones críticas que tienen su explicación. De hecho, en este modelo los valores de las rigideces discales han sido determinados de acuerdo con una metodología que no prevé sus alteraciones temporales, es decir, independientemente de la edad de un raquis adulto, en el que se han establecido las dimensiones geométricas de los discos y, por tanto, los coeficientes de rigidez torsional de los anillos fibrosos de los cuales es posible deducir los módulos de rigidez relativos G . Las líneas horizontales, a cuyo lado figura la indicación para cada uno de los discos dependiendo de su menor o mayor extensión, muestran la correspondiente menor o mayor potencialidad elástica a la torsión de cada uno de los anillos individuales.

La representación de la figura 1, para facilitar la comprensión de la mecánica de la rotación axial del raquis cervical, parece suficientemente elocuente. Por ejemplo, al disco que está debajo de la vértebra C4, denominado DC4, le corresponde la mínima rigidez (5,35 N/mm²) del raquis mencionado y, por consiguiente, la mayor facilidad de rotar alrededor del propio eje ideal; el disco situado debajo de la vértebra C2, designado como DC2, posee, por el contrario, una resistencia preponderante (19,12 N/mm²) a la rotación.

La representación gráfica se basa en las mediciones geométricas llevadas a cabo en vértebras de un esqueleto real, preparado por la Becton Dickinson Div. que opera en Parsippany (N.J.). De los planos cartilagosos del esqueleto se han deducido los momentos polares de inercia de las secciones, casi elípticas, de los anillos fibrosos. Los correspondientes módulos de rigidez han sido, también, evaluados por el método de los coeficientes de rigidez torsional de cada uno de los discos⁶.

El procedimiento elaborado, de derivación rigurosamente mecánica pone en evidencia sólo aquellos valores de las rigideces atribuibles a discos totalmente desarrollados, jóvenes y sanos. Por lo demás, debido a dificultades a veces insuperables por los altos costes que comportan, son muy raros los estudios experimentales que investigan el comportamiento del núcleo y del anillo durante el ciclo vital.

Es obligatorio, sin embargo, referirnos a algunas investigaciones que han contribuido a clarificar numerosos fenómenos relativos a las transformaciones sufridas por los discos:

- los estudios sobre las variaciones histológicas del anillo fibroso con la edad⁷;
- las investigaciones anatómicas llevadas a cabo en el Hospital General de Vancouver, sobre las alteraciones temporales de los discos lumbares⁸;
- los aspectos bioquímicos del desarrollo y, por tanto, del período degenerativo de los núcleos pulposos⁹;
- las observaciones relativas a las mutaciones bioquímicas y a otros factores genéticos¹⁰;
- el desarrollo gradual y el cambio regresivo del núcleo pulposo en los recién nacidos y en los adultos^{11,12};
- por último, los análisis llevados a cabo sobre muestras de anillos fibrosos provenientes de 49 cadáveres de edades comprendidas entre el nacimiento y los 83 años¹³.

De todas formas, las contribuciones de estos estudios, de validez histológica y bioquímica, no permiten al cirujano ortopédico establecer las cualidades elásticas de un disco durante su ciclo vital. A tales cualidades bioquímicas, variables en el tiempo, corresponden de hecho, en la columna vertebral, estímulos admisibles diferentes subordinados a la juventud, madurez y vejez de los anillos fibrosos y de los núcleos pulposos.

Una intervención quirúrgica de osteosíntesis cervical debe ser considerada, por tanto, también en función de la alteración elástica torsional que se manifiesta durante el ciclo vital.

Material y métodos

Las modificaciones estructurales de la columna vertebral, desde el nacimiento a la senectud, presentan un comportamiento homogéneo, en armonía con las necesidades dinámicas pertinentes al período que el cuerpo humano está atravesando.

Por tanto, una vez admitido que el módulo de rigidez G de los discos depende del parámetro tiempo t , se puede deducir una primera función matemática oportuna para contabilizar la medida neonatal del

propio módulo. Esta función se puede expresar mediante la siguiente formulación:

$$G'_i(t) = G_0 \cdot e^{-\frac{t}{m}}, \quad (1)$$

siendo:

$G = 1 \text{ N/mm}^2$, el módulo de rigidez correspondiente al nacimiento,
 $e = 2.718$, la base de los logaritmos neperianos,
 $t = \text{el tiempo, evaluable en años,}$
 $m = 35$, una constante dimensional adecuada;

el subíndice i que aparece en G'_i sirve para indicar que la ecuación (1) es asociable a la transformación de los discos cervicales intervertebrales, desde el C2 al C7. Asimismo, ya que los anillos fibrosos están siempre en continuo e incesante cambio, la ley que se introduce debe extenderse hasta una presunta edad de ochenta años e incluso superior. Por consiguiente, la función, una vez alcanzado su máximo, alrededor de los treinta años, deberá manifestar el comienzo de un lento y gradual período de ininterrumpida disminución de las cualidades elásticas. Se ha elegido como límite no superable del módulo de rigidez el considerado congruente con los valores señalados en la figura 1, o sea:

$$\begin{aligned} G(\text{DC2}) &= 10,12 \text{ N/mm}^2, & G(\text{DC3}) &= 8,87 \text{ N/mm}^2 \\ G(\text{DC4}) &= 5,35 \text{ N/mm}^2, & G(\text{DC5}) &= 6,88 \text{ N/mm}^2 \\ G(\text{DC6}) &= 6,06 \text{ N/mm}^2, & G(\text{DC7}) &= 7,07 \text{ N/mm}^2 \end{aligned}$$

El efecto producido por el envejecimiento, cuyo inicio está fijado de forma hipotética en torno a los treinta años, es posible deducirlo mediante la relación:

$$G''_i(t) = f_i \cdot t \cdot e^{-\frac{t}{m}}, \quad (i = 2, 3, \dots, 7) \quad (2)$$

siendo:

f_i , diferente para cada uno de los anillos fibrosos, indica un término dimensional adecuado, conforme a:

$$\begin{aligned} f_2 &= 0,74 & f_3 &= 0,64, & f_4 &= 0,37, \\ f_5 &= 0,48 & f_6 &= 0,42, & f_7 &= 0,49, \end{aligned}$$

t , es el tiempo, variable desde 0 a 80 años,
 $m = 35$, es la constante dimensional.

En conclusión, la ley representativa de la historia natural de los módulos de rigidez de los discos

$$G_i(t) = (G_0 + f_i \cdot t) \cdot e^{-\frac{t}{m}}, \quad (i = 2, 3, \dots, 7) \quad (3)$$

de la región cervical asume la forma siguiente:

resultante de la suma de las ecuaciones (1) y (2).

FIG. 2.—Evolución de los módulos de rigidez torsional de los discos del raquis cervical en función de la edad (referencia relativa a un modelo de columna vertebral). Las curvas indicadas como DC2, DC3, ..., DC7 señalan la evolución de los valores G_i referidos, respectivamente, a los discos intervertebrales situados inferiormente a C2, ..., C7.

Resultados y discusión

La figura 2 pone en evidencia las mutaciones temporales de los módulos G_i , desde el disco situado debajo de la vértebra C2 hasta el situado debajo de la vértebra C7.

Los diagramas de la figura 2 ponen de manifiesto, en un modelo de raquis, la evolución, en función de la edad, de los módulos G_i de las rigideces de torsión de los anillos fibrosos de los discos cervicales.

El examen de estas curvas es, sin embargo, capaz de ofrecer una única incertidumbre interpretativa. De hecho, si por ejemplo, se examinan los puntos especificados como A y B en la representación gráfica relativa a la variación del disco DC3, situado debajo de la vértebra C3, a los mismos corresponde un mismo valor del módulo de rigidez. De esta forma parecería que en períodos vitales completamente diferentes, se pueden presentar, para el raquis cervical, las mismas condiciones elásticas y, por consiguiente, idénticas oportunidades dinámicas después de una existencia de más de 50 años.

La paradoja aparente encuentra una explicación evidente:

- a causa de la disminución de la sección pseudo-elíptica de los anillos fibrosos, se desarrolla una transformación de la geometría de los mismos y del núcleo pulposo en el período entre el tercer y el quinto decenio de la vida,
- la disminución de los valores de los momentos de inercia de las secciones anuales de cada disco está siempre asociada con una menor definición entre núcleo y anillo de la zona límite,
- el adelgazamiento del espesor del núcleo tiene su origen en una progresiva pérdida de su grado de hidratación.

Estas circunstancias, junto con probables factores genéticos y alteraciones patológicas, quizás debidas a razones bioquímicas todavía no interpretadas completamente, llevan inevitablemente a provocar una notable disminución de la elasticidad de torsión de los anillos pero, sin embargo, el módulo G_i de rigidez asume todavía ese mismo valor que poseía en algún decenio anterior. Por tanto, cabe resaltar que a una pérdida de elasticidad de los anillos (punto B en la figura 2) no corresponde necesariamente, en la madurez y en la vejez, un aumento equivalente de rigidez sino una reducción de esta última.

Otra consideración se refiere al tema de la artrodesis vertebral. En tal caso, la estabilización de uno o más segmentos cervicales, bloqueando la rotación de las vértebras correspondientes alrededor del eje céfalo-caudal, ocasionaría la desaparición, en el gráfico de la figura 2, de las curvas relativas a cada uno de los discos comprometidos. De hecho, el módulo de rigidez de todo el área que soporta la artrodesis aumentaría en un valor igual a casi setecientas veces al de cada uno de los anillos. En el caso de que también el cirujano tuviese que intervenir con un sistema de osteosíntesis, en aleación de acero o titanio, el módulo local de rigidez sufriría aproximadamente, un aumento en su valor nueve mil veces superior.

No parece superfluo destacar, por último, como cualquier otro tipo de técnica quirúrgica a lo largo de la región cervical, en el curso de la infancia o de la adolescencia y en presencia de discos sanos, puede originar inconvenientes imprevisibles, determinados por la acusada pendiente inicial que manifiestan las curvas de rigidez en el período de aceleración del crecimiento. En este intervalo temporal la descompensación dinámica, producida por los violentos estímulos inducidos por un sistema de osteosíntesis, es suficiente para provocar graves alteraciones geométrico-estructurales y, por tanto, complicaciones irreversibles.

Agradecimientos

El desarrollo de este estudio ha sido posible gracias a su financiación por parte del «Ministerio Italiano delle Università della Ricerca Scientifica e Tecnologica» en el curso del Año Académico 1995-96.

Bibliografía

1. Naylor A. Brachial neuritis with particular reference to lesions of the cervical intervertebral disc. *Ann Royal Coll Surgery*. 1951;vol. 9:158.
2. Naylor A, Happey F, Macrae T. The collagenous changes in the intervertebral disc with age and their effects on its elasticity. An X-Ray Crystallographic study. *British Medical Jou*. 1954;No. 4:570.
3. Naylor A, Happey F, Turner Rd, Shentall RD, West DC, Richardson C. Attività enzimatiche ed immunologiche nel disco intervertebrale. *Clinica Ortopedica*, Ed. Minerva Ortop. 1977;vol. II, No. 3:58.
4. Fineschi GF, Aulisa L, Vinciguerra A. La rigideze del rachide alla torsione. *Progressi in patologia vertebrale*. Gaggi A, Ed. 1990;vol. XI:109.
5. Aulisa L, Robles M, Ceccarelli M, Vinciguerra A. Biochemical principles in segmental spinal instrumentation. *Proc. IV Int. Symp. on Biomedical Engineering*. Sept 1991:17-20, Peñíscola, Spain, 67.
6. Vinciguerra A, Di Benedetto A, Aulisa L. Sulla determinazione delle caratteristiche elastiche del rachide toraco-lombare. *Minerva Ortop e Traum*. 1984;vol. XXXV:133.
7. Van Den Hoff A. Histological age changes in the anulus fibrosus of the human intervertebral disc. *Gerontologia*. 1978;No. 9:136.
8. Ritchie JH, Fahrni WH. Experimental surgery. Age changes in lumbar intervertebral disc. *The Canadian Joy of Surgery*. 1970;vol. 13:65.
9. Adams P, Eyre DR, Muir H. Biochemical aspects development and ageing of human intervertebral discs. *Rheumatology and Rehabilitation*. 1977;No. 16:22.
10. Rothman RH, Simeone FA. Il Rachide. Gaggi A, Ed. 1978;vol. II:397.
11. Ho PSP, Yu S, Sether LA, Wagner M, Ho KC, Haughton VM. Progressive and regressive changes in the nucleus pulposus. Part I. The Neonate. *Radiology*. 1988;vol. 169:87.
12. Yu S, Haughton VM, Ho PSP, Sether I.A, Wagner M, Ho HC. Progressive and regressive changes in the nucleus pulposus. Part II. The Adult. *Radiology*. 1988;vol. 169:93.
13. Bernick S, Walker JM, Paule J. Age changes to the anulus fibrosus in human intervertebral discs. *Spine*. 1991;No. 5:520.